

Robot Biocooperativo con Modulación Háptica para Tareas de Neurorehabilitación de los Miembros Superiores

C. Rodríguez-Guerrero*, J.C. Fraile**, J.Pérez-Turiel*, P. Rivera Farina*

*Centro Tecnológico Fundación Cartif, División de Ingeniería Biomédica,
Parque Tecnológico de Boecillo, parcela 205, 47151 Boecillo (Valladolid),
España, (carrod@cartif.es, javper@cartif.es, pedriv@cartif.es)

**Instituto de Tecnologías Avanzadas de la Producción (ITAP), Universidad de Valladolid,
C/ Paseo del Cauce 59, 47011 Valladolid, España, (jcfraile@eis.uva.es)

Resumen: Los robots biocooperativos pueden mejorar las terapias tradicionales de rehabilitación proporcionando al paciente la asistencia adecuada en el instante adecuado. Distintos pacientes necesitan diferentes niveles de asistencia por parte del robot. Por ello, es muy interesante poder analizar el estado del paciente para, a partir de este análisis, determinar el grado de asistencia que el robot de rehabilitación debe proporcionarle.

En este artículo se presenta un novedoso método de rehabilitación para pacientes con discapacidad en los miembros superiores, que incluye las señales fisiológicas del paciente en el lazo de realimentación del control del robot de rehabilitación. Esto permite que el robot se “adapte” a las necesidades de cada paciente, regulando dinámicamente la cantidad de asistencia/resistencia de cada terapia, en función de los valores de las señales fisiológicas del paciente, que se miden y procesan “on-line”, mientras el paciente ejecuta las actividades de rehabilitación asistido por el robot. De esta forma, se conjuga la intensidad de la terapia con el estado de salud del paciente, pudiendo detectar y corregir (variando la intensidad de la actividad realizada), situaciones de estrés y ansiedad en el paciente, que podrían comprometer el resultado del programa de rehabilitación planificado. Copyright © 2011CEA.

Palabras Clave: Robot, control biocooperativo, psicofisiología, rehabilitación, háptico

1. INTRODUCCIÓN

La terapia robotizada para la rehabilitación de pacientes que requieren tratamientos repetitivos y consistentes con los patrones fisiológicos naturales del ser humano, es un campo de investigación en el que se están desarrollando activamente dispositivos robóticos de asistencia para neurorehabilitación de miembros superiores e inferiores, en pacientes que han sido víctimas de un ACV (Accidente Cerebro Vascular). En la robótica moderna podemos detectar un considerable crecimiento en el desarrollo de sistemas que interactúan directamente con humanos. Debido a esto, las estrategias de control usadas en robótica clásica tienen que evolucionar para adaptarse al impredecible comportamiento humano. Para esto es necesario optimizar las estrategias de control, en términos de compatibilidad, ergonomía y adaptabilidad, en lugar de precisión o repetibilidad.

El uso de dispositivos robóticos para rehabilitación constituye una buena herramienta que ayuda a administrar terapia física a pacientes que hayan sufrido daño neurológico, producto de alguna lesión o enfermedad cerebral. (Platz, *et al.*, 2003) han comprobado que la terapia de brazo tiene efectos positivos en el proceso de rehabilitación de pacientes víctimas de un ACV. En efecto, los médicos observan una reorganización de la médula espinal y del cerebro, que indican que el paciente aprende nuevamente a realizar movimientos habituales.

En años recientes se han desarrollado terapias innovadoras, todas ellas con diferentes resultados según patologías específicas. Pruebas médicas realizadas con el robot MIT-Manus (Hogan, *et al.*, 1992), muestran que el entrenamiento robotizado puede mejorar significativamente los resultados clínicos. El sistema MIME (Lum, 2002) está compuesto por un robot manipulador PUMA 560, que aplica fuerzas correctivas al brazo afectado durante una serie de movimientos dirigidos a objetivos. El sistema Gentle/s (Van de Hel, 2001), está basado en un robot háptico de altas prestaciones, y en una serie de contrapesos que ayudan a reducir los efectos de la gravedad sobre los pacientes que están siendo tratados. Existen también soluciones basadas en exoesqueletos como Arneo (Sánchez *et al.*, 2006), ARMguide (Reikensmeyer, *et al.*, 2000), Pneu-WREX (Sánchez, *et al.*, 2005) etc.

Los sistemas de rehabilitación en los que se investiga actualmente intentan adaptarse al humano mediante el enfoque de “asistencia a medida” (“*assistance as needed*”). Desafortunadamente, muchas de estas técnicas se basan únicamente en medidas del dispositivo robótico, y no incluyen medidas directas sobre el propio sujeto. Es muy importante y prometedor incluir al paciente en el lazo de control del sistema de rehabilitación para cubrir la brecha de incertidumbre existente en el sistema, y poder así brindar asistencia cuando se necesita, logrando un tipo de terapia más centrada en el paciente. (Rodríguez, *et al.*, 2009) & (Riener, *et al.*, 2009).

Detectar estados psicofisiológicos por medio de señales fiables

y robustas del paciente, mediante registros ambulatorios, no es una tarea fácil. Sin embargo, nuevos sensores, nuevas tecnologías e investigaciones recientes nos podrían proporcionar las herramientas necesarias para abordar mejor un nuevo campo en la ingeniería, en donde las máquinas se manejen, o adapten en respuesta a diferentes estados emocionales humanos, permitiendo así una mejor interacción hombre - máquina.

La estructura de este artículo es la siguiente: En la sección 2 se describen los principales componentes de la plataforma robótica utilizada para las tareas de rehabilitación. En la sección 3 se presentan los modos de rehabilitación implantados para su uso en la plataforma. La sección 4 propone una estrategia de control biocooperativo que integra las señales fisiológicas del paciente, durante la terapia de rehabilitación. La sección 5 describe las técnicas utilizadas para el procesamiento de las señales fisiológicas. Finalmente, en las secciones 6 y 7 se muestran, respectivamente, los experimentos realizados, y los resultados obtenidos cuando se realiza terapia de rehabilitación con nuestra plataforma robótica, utilizando la estrategia de control biocooperativo propuesta en este artículo

2. DESCRIPCIÓN Y COMPONENTES DEL SISTEMA

2.1 Robot

La plataforma robótica para tareas de rehabilitación de los miembros superiores que sirve de base para los trabajos de investigación en el Centro tecnológico Fundación CARTIF, está formada por un robot de sala blanca Stäubli RX90 de 6 grados de libertad (Figura 1), equipado con un sensor de fuerza/par JR3, montado sobre el efector final del robot. Este sensor nos proporciona información acerca de la interacción háptica entre el robot y el paciente. Una ortesis antiespástica de mano-antebrazo especialmente diseñada y construida para lograr una completa adaptación del robot al brazo del paciente, ha sido montada sobre el sensor de fuerza/par.

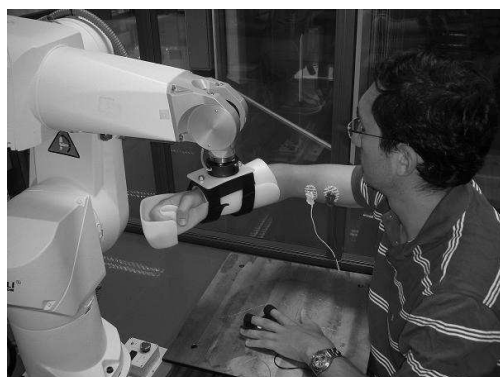


Figura 1. Robot de asistencia para tareas de rehabilitación de los miembros superiores, en el laboratorio del centro tecnológico Cartif.

2.2 Biopac

El sistema Biopac MP 150 mide y registra diferentes señales fisiológicas del paciente "on-line", y permite el registro de las mismas en un PC externo por medio de un enlace UDP/IP. Utilizando una serie de amplificadores y filtros especialmente diseñados para cada tipo de señal, podemos tomar registros de

Electrocardiograma (ECG), - a partir del cual se obtienen el ritmo cardíaco (HR - Heart Rate) y otros parámetros de la señal -, respuesta galvánica de la piel (GSR - Galvanic Skin Response) y temperatura cutánea (SKT). Estas señales son capturadas a 100hz, filtradas, procesadas "on-line", y finalmente almacenadas en una base de datos SQL, de tal modo que sean fácilmente accesibles para análisis posteriores.

2.3 Seguridad y periféricos

Extensión del hardware de seguridad:

Debido a la naturaleza interactiva del sistema, la seguridad es una de las principales características de diseño. Para ello, hemos implantado en la plataforma robótica de rehabilitación un control manual para uso del fisioterapeuta, que permite activar o desactivar el movimiento guiado del robot. Además, permite ajustar el robot para regular la altura del plano de trabajo del mismo, ajustándolo a la anatomía y altura del paciente. Adicionalmente, se ha mejorado la cadena de seguridad del robot por medio de una nueva parada de emergencia ubicada en dicho control manual. Finalmente, se instaló una seta de emergencia adicional que se puede mover para que siempre esté al alcance del paciente.

Capa de software para seguridad:

Al software de seguridad que por defecto posee el robot, se le han añadido dos capas de software que aumentan la seguridad de la plataforma robótica de rehabilitación. La primera capa es a nivel háptico. Se trata de paredes virtuales que ejercen una impedancia infinita fuera del plano de trabajo del robot, definido como "plano seguro". Esto evita que el robot entre en una configuración próxima a sus puntos singulares, y que sus articulaciones se muevan a altas velocidades. La segunda capa de software de seguridad está formada por un observador de velocidad/fuerza, que en caso de registrar una situación peligrosa (velocidad o fuerza por encima de un valor máximo preestablecido), proporciona una señal de control que libera al paciente de la ortesis, y amortigua el movimiento del robot.

Ortesis antiespástica

La espasticidad ha sido definida como un incremento en el tono muscular debido a un reflejo tónico exagerado que depende de la velocidad (Lance *et al.*, 1980) y (Dietz *et al.*, 1981). Está asociada a varios desordenes neuronales como la esclerosis múltiple, los accidentes cerebro vasculares y parálisis cerebral. Para poder utilizar la plataforma robótica de rehabilitación con pacientes que sufren espasticidad, se ha diseñado una ortesis antiespástica de mano-antebrazo, acoplada al sensor de fuerza/par del robot por medio de un mecanismo de acople rápido, mediante la utilización de electroimanes que unen dos pletinas: Una superior acoplada al sensor de fuerza/par, y una pletina inferior unida a la ortesis. El acople/desacople de esta ortesis antiespástica puede ser realizado en modo manual, utilizando el control manual del fisioterapeuta antes indicado, o en modo automático, a través de la señal de control proveniente de un dispositivo DeviceNet Beckhoff BK5200, que hace de interfaz con el controlador del robot.

Por medio de una señal de control proveniente de la cadena de seguridad, o del observador velocidad/fuerza, es posible desacoplar al paciente de la ortesis, de una forma rápida y segura. También se regula por medio de un potenciómetro un umbral de fuerza, por encima del cual la ortesis se desacoplará

de modo seguro, evitando que el robot cause daño al paciente. En la parte superior de la ortesis, existe una capa de espuma antiacústica diseñada con el ánimo de disipar una parte importante del ruido producido por el conjunto de motores y transmisiones del robot, que se produciría si existiese un acople directo.

Interfaces visuales

Como se representa esquemáticamente en la figura 2 existen dos pantallas LCD de 21 pulgadas, que sirven de interfaz visual para el fisioterapeuta y para el paciente.

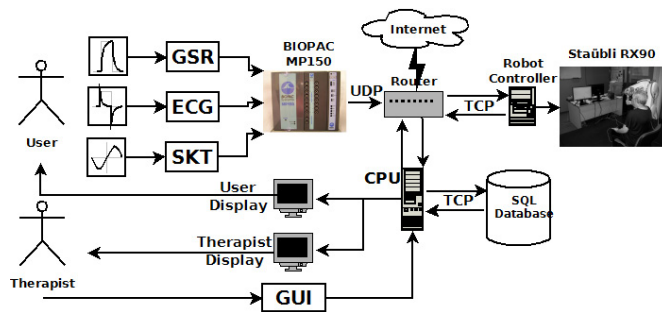


Figura 2. Componentes y flujo de datos y señales en la plataforma robótica para tareas de rehabilitación de los miembros superiores.

3. MODOS DE REHABILITACIÓN IMPLANTADOS EN LA PLATAFORMA ROBÓTICA

El sistema es capaz de entregar dos tipos distintos de terapia. Cada modo de rehabilitación demanda una estrategia de control diferente.

3.1 Modo guiado (pasivo)

Es bien conocido que los movimientos orientados a tareas y de carácter repetitivo, pueden mejorar la fuerza muscular y la coordinación de movimientos en pacientes con discapacidades neurológicas (Riener et al., 2005).

Este modo guiado consiste en reproducir ejercicios de rehabilitación repetitivos, similares a los que el paciente puede realizar con la ayuda de un fisioterapeuta, en donde la mano del sujeto es guiada hacia un objetivo varias veces de manera repetitiva. De forma análoga, el robot guía al paciente creando un campo de fuerzas radial isotrópico que intenta mantener al paciente cerca de la trayectoria original, evitando que se aleje mucho de ella, o que vaya muy rápido o muy despacio. Es muy importante proporcionar al paciente un entrenamiento físico que no se limite solamente a enseñarle a alcanzar un objetivo, sino que además debe controlar la manera en que lo hace, lo cual demanda un esfuerzo cognitivo más profundo, que a su vez ayuda a incrementar la plasticidad neuronal del sujeto.

Este modo consiste en una serie de sesiones de tipo “sigue el camino”, en donde la mano del paciente es guiada por el robot sobre una serie de trayectorias de “minimum jerk” (Flash, et al., 1985), gracias a la acción de elementos virtuales de naturaleza visco elástica. Este modo se diseñó para ser

utilizado sobre pacientes con capacidad motriz del miembro afectado casi nula.

3.2 Juego de rehabilitación virtual (activo asistido)

El juego de rehabilitación virtual, consiste en una serie de ejercicios orientados a capturar objetos que van cayendo desde la parte superior de la pantalla. La dificultad del juego es ajustable en varios aspectos. Desde el punto de vista háptico, el nivel de dificultad puede ser variado cambiando los valores de los sensores de admitancia mecánica en el controlador del robot. Se crea un túnel de fuerzas que permite corregir las desviaciones de la trayectoria, proporcionando fuerzas correctivas perpendiculares al eje de desplazamiento, y fuerzas asistivas en la dirección en la que se espera que el paciente realice el movimiento propio del juego. La dificultad del juego es ajustable “on-line”, adaptando los parámetros de fricción viscosa, la velocidad de caída de los objetos, la frecuencia de creación de los mismos, y la máxima distancia horizontal entre ellos.



Figura 3. Captura de pantalla del juego de rehabilitación virtual

4. CONTROL DE LA PLATAFORMA ROBÓTICA

Los dispositivos y tareas de rehabilitación clásicas se enfocan en guiar al humano sobre una acción predeterminada, que generalmente no suele contemplar las intenciones del paciente. Idealmente, las terapias deben ser intensas (Kwakkel et al., 2004) y recompensadas por medio de realimentación basada en el desempeño (Cristea et al., 2007). Trabajos previos en rehabilitación sugieren que la recuperación motriz es un proceso de aprendizaje, y lograr que la terapia se mantenga más cerca de las habilidades del paciente puede mejorar significativamente los beneficios de dicha terapia.

En contraste con un robot industrial, el control de un robot para rehabilitación debe ser diseñado con un enfoque muy diferente al convencional. Es necesario tener en cuenta que el error de posición causado por el humano, es de hecho una característica deseable, que ayuda a potenciar el aprendizaje motriz humano (Emken et al., 2007), (Patton et al., 2006).

Debido a la naturaleza interactiva de los robots de rehabilitación, se debe buscar una estrategia de control que mezcle control de posición y fuerzas. En nuestro robot de rehabilitación se han desarrollado e implantado dos estrategias de control: “Control híbrido fuerza-posición”, y “control biocooperativo”.

4.1 Control híbrido fuerza-posición

En (Hogan 1985) se propuso originalmente el control de impedancia como marco de trabajo para el diseño de

aplicaciones robotizadas que involucren algún tipo de interacción y contacto con el entorno.

El control de impedancia se utiliza frecuentemente en la actualidad para controlar dispositivos hápticos y robots compatibles con la interacción humana directa. Para hacer al robot compatible con la biomecánica y la dinámica de los seres humanos, se implementó un control de admitancia a nivel cartesiano (Rodríguez *et al.*, 2009). Gracias a esto, el robot es capaz de generar fuerzas hapticas, en base a una gran variedad de objetos virtuales de naturaleza viscoelástica. También se presenta el planificador de trayectorias implantado utilizando la estrategia “minimum jerk”, propuesta originalmente en (Flash, *et al.*, 1985), que proporciona movimientos mas “amigables” del robot durante las tareas de rehabilitación.

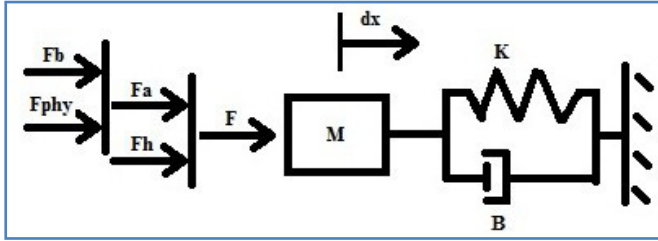


Figura 4. Diagrama de cuerpo libre

4.2 Control biocooperativo

La integración de medidas fisiológicas del paciente en el lazo de control como señal de realimentación del proceso general del paciente, es un enfoque nuevo y prometedor para maximizar la eficiencia e intensidad de las terapias, manteniendo estas lo más cerca posible de las capacidades del paciente en todo momento.

En el diagrama de cuerpo libre que se representa en la figura 4, desde el punto de vista háptico, el sistema propuesto añade una fuerza \$F_a\$ de magnitud variable y en dirección de la tarea, que se suma algebraicamente a la fuerza ejercida por el humano \$F_h\$, de tal manera que su naturaleza sea siempre asistiva en pro de la tarea a realizar. Esta fuerza asistiva añadida, se puede descomponer a su vez en:

$$F_a = F_b + F_{phy}$$

donde \$F_b\$, es la fuerza de asistencia básica, y \$F_{phy}\$ es la fuerza de compensación fisiológica.

\$F_b\$ varía en proporción cuadrática y en función del “desempeño” del juego virtual conforme a la ecuación (1).

$$F_b(n) = F_{bmax} \left(\frac{n}{n_{max}} \right)^2 \quad (1)$$

donde “n” es una variable que aumenta con el numero de fallos de la siguiente manera:

$$n = \begin{cases} n + 1 & \text{si gota.fallida y } n < 10 \\ n - 1 & \text{si gota.acertada y } n > 0 \end{cases}$$

El intervalo de esta fuerza varía desde un valor nulo hasta un valor máximo \$F_{bmax}\$, que se otorga aproximadamente según las propiedades de admitancia establecidas para el sistema (ver apéndice A), y que para efectos de este experimento, es igual a 40 N. De este modo, cuando el paciente es incapaz de capturar las gotas que caen, el sistema reacciona incrementando la fuerza asistiva paulatinamente, haciendo que sea más fácil para el paciente la captura de los objetos. En cambio, si el paciente es capaz de realizar con facilidad la tarea, la fuerza asistiva disminuirá paulatinamente de modo que demande más esfuerzo por parte del paciente. Esta lógica simple, permite que el nivel de asistencia base se ajuste de modo automático a las capacidades individuales de cada individuo a medida que este avanza en la terapia.

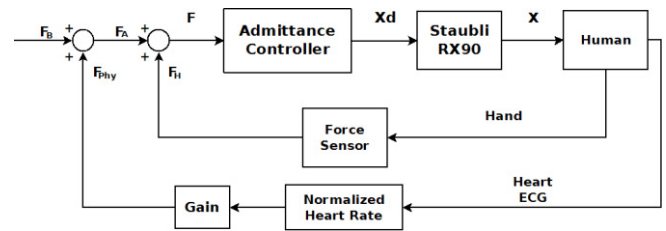


Figura 5. Diagrama de bloques del control biocooperativo propuesto para regular la asistencia al paciente en función de su ritmo cardíaco.

Como se puede apreciar en el diagrama de bloques de la figura 5, una vez obtenido y normalizado el ritmo cardíaco (HR – Heart Rate) del paciente, lo usamos para calcular la fuerza de compensación fisiológica \$F_{phy}\$. Esta es una fuerza añadida que varía en función de la información fisiológica obtenida durante la terapia, y que para efectos de este trabajo es específicamente el ritmo cardíaco HR (Heart Rate). Para modificar el nivel de asistencia entregado por el robot hemos utilizado datos obtenidos “on-line” de la señal de ECG. Usando los valores medidos del ritmo cardíaco (HR), pueden estimarse los cambios en los niveles de demanda de oxígeno en el cuerpo en un momento dado. De esta manera, un aumento en el nivel base de la media del HR sugiere un aumento en el esfuerzo físico que está realizando el paciente.

Para obtener \$F_{phy}\$ primero tomamos una media de 3 puntos sobre la señal calculada de HR, para amortiguar ligeramente los efectos de la variabilidad del ritmo cardíaco HRV (Heart Rate Variability). Luego normalizamos HR en el intervalo [0-1] usando como límite inferior \$HR_{base} = 50\$ bpm (mínimo común para una persona no atleta antes de que entre en estado de bradicardia) y como límite superior \$HR_{max}\$ obtenido a partir de la ecuación (1). Para la ganancia indicada en el diagrama de bloques es importante indicar que no todos los sujetos poseen el mismo HR en estado de reposo o \$HR_{rest}\$. Debido a esto, antes de que la terapia comience hay una opción para calcular nuevamente dicho valor, o bien usar el existente en la base de datos para dicho paciente. Si se elige la primera opción, se le pedirá al paciente que se acomode y se relaje por un periodo de 2 minutos para que el sistema determine el valor de \$HR_{rest}\$.

Estudios preliminares realizados en nuestro laboratorio sobre una muestra de 8 personas de ambos sexos y diferentes

edades, muestran que en la mayoría de personas el HR puede aumentar entre un mínimo de 8 y un máximo de 31 bpm (media=18,65 y desviación estándar std=8,52), entre una tarea con esfuerzo físico (no aeróbico) pequeño, y otra de mayor dificultad. Conforme a las observaciones realizadas hasta el momento, decidimos poner un umbral de 13 bpm, en donde el HR puede aumentar sin que afecte notablemente a los estados de ansiedad o estrés del paciente. De este modo, definimos la ganancia Gain de la figura 3, como una ganancia no lineal, que calculamos de la siguiente manera:

$$Gain = \begin{cases} 0 & \text{si } HR \leq HR_{rest} \\ \frac{Fb_{max}}{2} & \text{si } HR_{rest} < HR \leq HR_{rest} + 13 \\ 3 * Fb_{max} & \text{si } HR > HR_{rest} + 13 \end{cases} \quad (2)$$

5. PROCESAMIENTO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS Y EXTRACCIÓN DE DATOS

En la actualidad no existe un método estricto en procesamiento de señales para detectar estrés, cansancio, o placer en la ejecución de una tarea con actividad háptica involucrada. Sin embargo, al medir respuestas fisiológicas inducidas por el sistema nervioso autónomo (SNA), tales como la respuesta galvánica de la piel GSR (SCR - *Skin Conductance Response* + *SCL*- *Skin Conductance Level*), ritmo cardíaco (HR - *Heart Rate*), temperatura cutánea SKT (*Skin Temperature*), ritmo respiratorio, entre otras, podemos tener una idea del estado psicofisiológico del paciente en un momento dado, para luego poder ajustar el robot biocooperativo de modo que siempre esté regulado dentro de una región que mantenga al sujeto motivado, y en lo posible dentro del rango de sus capacidades físicas y psicológicas. Otros grupos también han trabajado sobre los efectos de la interacción háptica sobre las respuestas psicofisiológicas (Novak et al., 2010), y han estudiado la validez y usabilidad de diferentes señales fisiológicas en presencia de cargas hápticas por medio de interfaces bien conocidas, como el haptic master.

Como hemos mencionado previamente, hemos realizado las primeras experiencias utilizando exclusivamente la señal de electrocardiograma (ECG). Obtenemos el ritmo cardíaco a partir de la señal en bruto de ECG capturada a una frecuencia de 100Hz. Eliminamos la señal de base BLW (*Base Line Wandering*), que normalmente proviene del ruido producido por la dilatación torácica causada por la respiración, y que suele estar entre los 0.15 y 0.3Hz.

Debido a que el algoritmo necesario para el procesamiento de la señal ECG está pensado para ser usado en línea, debe ser ligero y suficientemente robusto para detectar intervalos R-R en presencia de altos niveles de ruido electromiográfico, causado por el trabajo sobre el “*pectoralis major*” durante los ejercicios.

Para el procesamiento de la señal, comenzamos por aplicar un filtro FIR pasa altos, que se encarga de eliminar la señal de base BLW. Luego se calcula un umbral dinámico, que se reinicia cada 10 segundos (1000 muestras) a un valor inicial para evitar que saturaciones locales de la señal, marquen un máximo global. Este umbral, se calcula como un 70% del máximo local encontrado para la ventana de 10s antes mencionada. Finalmente, usamos una ventana que nos

permite omitir la detección de los eventos R por un periodo de tiempo tal que la onda T desaparezca. De esta manera, evitamos falsos positivos sobre individuos con repolarización ventricular fuertemente marcada, además de evitar la mayor parte de ruido electromiográfico. Para calcular esta ventana, usamos la ecuación (3) que nos permite obtener una estimación del nivel máximo de HR posible para cada paciente individualmente, basado en la relación no lineal dada por (Goslin et al., 2007):

$$HR_{max} = 191.5 - (0.007 * age^2) \quad (3)$$

Finalmente, asumimos un valor del 85% del H_rmax (3) como tiempo suficiente para evitar detecciones R.

$$Ventana = 0.85 \frac{60}{HR_{max}}$$

En la figura 6 podemos observar las etapas del procesamiento de esta señal de ECG.

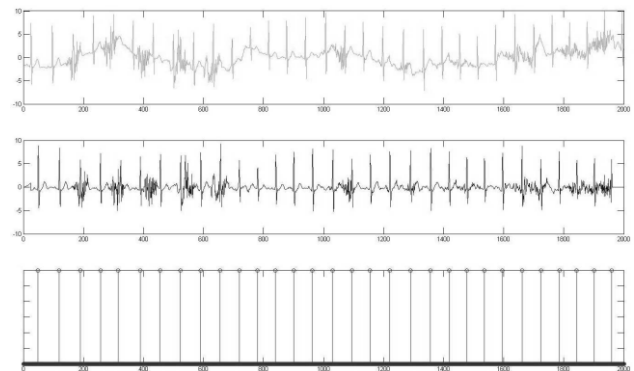


Figura 6. Detección “on-line” de intervalos R-R en presencia del ruido de la respiración y ruido electromiográfico ECG puro (arriba), ECG filtrado (medio), Eventos R detectados (abajo)

6. EXPERIMENTOS

Ocho personas pertenecientes a la plantilla de la fundación CARTIF, siete hombres y una mujer, entre 28 y 48 años (media: 35, std: 7,34) todos ellos sin antecedentes clínicos de deficiencias neuromotoras, participaron en tres sesiones del juego de rehabilitación virtual descritas en la tabla 1.

Tabla 1. Descripción de las sesiones de juego virtual, usadas en el experimento

Tarea	Esfuerzo Cognitivo	Esfuerzo Físico	Asistencia Básica (F _b)	Bio Asistencia (F _{phy})
1	BAJO	BAJO	SI	NO
2	BAJO	ALTO	NO	NO
3	BAJO	ALTO	NO	SI

El orden de presentación de las pruebas fue elegido aleatoriamente, para evitar que los resultados se vieran distorsionados, debido a que los sujetos pudiesen estar

afectados emocionalmente por efectos de costumbre o novedad en las tareas a realizar.

Antes de comenzar con las pruebas, se tomaron registros durante un periodo de 2 minutos, para estimar el estado inicial de los sujetos y extraer las medidas de base para tener una sólida referencia. Los valores del ritmo cardiaco en estado de reposo para el grupo fueron medidos entre 65 y 78 bpm (media: 71 std: 4,41) y HR_{max} fue calculado por medio de la ecuación (3).

La dificultad del juego de rehabilitación virtual fue programada de tal manera que demandase un esfuerzo físico considerable. Esto se logró ajustando los tensores de impedancia (Ver apéndice A), de tal modo que el robot generara un túnel de fuerza con una viscosidad axial (sobre la dirección de la tarea) de (150N*s/m).

El ambiente virtual se programó de manera que la aparición de las gotas en la pantalla fuera a través de un vector de posiciones predefinido, lo suficientemente largo para que los pacientes no pudieran memorizar la secuencia. Es importante para el experimento que la aparición de las gotas en la pantalla sea siempre la misma, ya que un cambio en el entorno virtual, implicaría también un cambio en la cantidad de trabajo entregado/recibido por cada uno de los pacientes. Para cumplir con las anteriores características, se creó un script en Matlab, que genera un vector de 100 puntos con incrementos relativos pseudo aleatorios, y que estuviesen siempre dentro del espacio de trabajo virtual (ancho de la pantalla en pixeles 1680). La separación máxima entre gotas, que define la dificultad del juego, oscila entre los 100 y los 800 pixeles. Así aseguramos que la dificultad de capturar las gotas es lo suficientemente grande para que sea muy difícil alcanzarlas sin ayuda del robot.

Para evaluar los estados psicoemocionales de los participantes, decidimos utilizar una herramienta estándar para el modelo de categorización de emociones. El test SAM (Self Assessment Manikin) (Lang *et al.*, 1980) se basa en el modelo dimensional (Russell *et al.*, 1980) (Lang *et al.*, 1995), el cual propone que la mayoría de las emociones humanas, pueden ser categorizadas en base a tres grandes dimensiones que son: Valencia emocional, dominancia y excitación.

La excitación se puede modelar con un eje simple de intensidad, que crece desde un valor de calma/relajación, hasta un valor máximo de excitación/exaltación. La valencia puede ser descrita como un estado continuo bipolar, que puede adoptar valores tanto positivos como negativos. Para efectos prácticos, hemos usado el modelo simplificado de SAM, que no incluye la escala de dominancia. Si bien la dominancia es un buen diferenciador de emociones, sus efectos son difícilmente correlacionables con respuestas del SNA, y por ende su uso en psicofisiología, no es muy extendido.

Al final de cada la prueba, se les solicitó a todos los participantes completar un test SAM (Figura 7). Además de esto, al final de ambas pruebas, se pidió que evaluaran comparativamente las dos experiencias en una escala del 1 al 9, en términos de satisfacción/frustración y reto/dificultad.

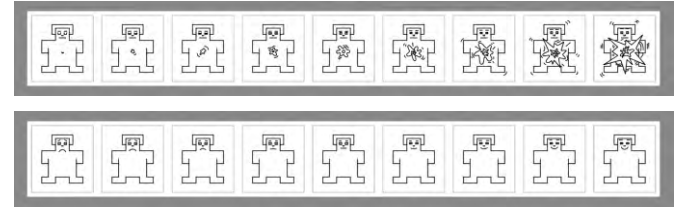


Figura 7: Escalas SAM de 9 puntos para Excitación (arriba) y Valencia emocional (abajo).

7. RESULTADOS

En la tabla 2, presentamos un resumen comparativo de las tres tareas, relativo al estado base inicial de cada sujeto.

Tabla 2. Comparativa entre señales fisiológicas y resultados del test SAM (sin unidades) en términos relativos al estado inicial (baseline) del sujeto, antes de comenzar las pruebas.

Tarea	HR	SCR freq	Excitación	Valencia
1	—	↑	↑	—
2	↑↑	↑↑↑	↑↑	↓↓
3	↑	↑	↑	↑

En la Figura 8 podemos observar tres intervalos correspondientes a las tres tareas en el orden: tarea 2 – tarea 1 – tarea 3, para uno de los participantes.

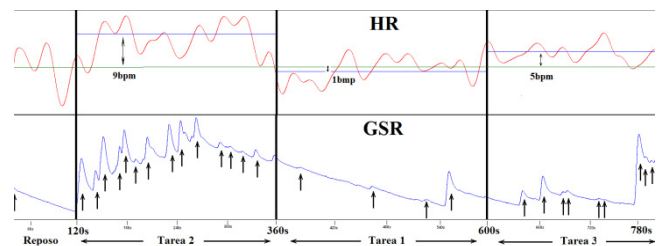


Figura 8: Ritmo cardiaco (HR) con suavizado gaussiano (arriba), y Respuesta galvánica de la piel (GSR - Galvanic Skin Response) (abajo), para tres tareas.

En la figura 8 se presentan los registros obtenidos de uno de los sujetos de CARTIF, durante la realización de una sesión de terapia con el juego de rehabilitación virtual descrito en la sección 3.2, durante un intervalo de tiempo de 800 s. Esta sesión de terapia estuvo dividida en tres tareas:

- Tarea 2: Realización de la terapia sin asistencia
- Tarea 1: Reposo del sujeto
- Tarea 3: Realización de la terapia con asistencia del robot

En la parte superior de la figura 8 se muestra la señal de ritmo cardiaco (HR) con suavizado gaussiano del paciente, y en la parte inferior de dicha figura se muestra la respuesta galvánica de la piel (GSR).

Observaciones preliminares (Tabla 2) muestran una correlación entre los resultados de los test emocionales, con notables variaciones en las respuestas fisiológicas obtenidas. En la Figura 7, en el intervalo de la *tarea 2*, podemos observar un importante aumento en la frecuencia de los eventos de GSR y del HR, que coinciden con un registro de aumento de valencia negativa y estrés sobre los test SAM (Tabla 2).

En la *tarea 1*, vemos una desaparición casi completa de las ondas GSR, y una considerable reducción en la media del ritmo cardíaco (HR), que coinciden con registros de valencia positiva y estrés bajos. En la *tarea 3*, se observa que la componente de GSR disminuye considerablemente comparada con la de la *tarea 1*, y que la media del ritmo cardíaco, aunque elevada en comparación con el estado de reposo, es notablemente menor que en la *tarea 1*.

El análisis de los cuestionarios reveló un aumento positivo en los niveles de valencia emocional de los participantes, además de una reducción en los niveles de estrés. Para la *tarea 1*, los pacientes no experimentaron cambios significativos a los resultados obtenidos en las mediciones base. Por otro lado, todos los pacientes experimentaron una mejor relación de reto/satisfacción en la *tarea 3* donde la asistencia biocooperativa se encontraba activada, mientras que la *tarea 2* fue descrita como *casi igual de desafiante pero mucho más frustrante*.

8. CONCLUSIONES

Traducir datos provenientes de medidas fisiológicas, en estados emocionales, no es una tarea sencilla. Sin embargo, tecnologías emergentes, recientes estudios y tendencias, nuevos algoritmos, y novedosos sensores, nos brindan nuevas herramientas para poder acercarnos a un nuevo campo de la ciencia en el que las máquinas pueden ser adaptadas o dirigidas por las emociones humanas.

Existe una diferencia significativa en los registros de las señales fisiológicas tomadas en los tres tipos de tareas. Esto indica, que es posible usar esta información, para diferenciar entre los posibles estados psicofisiológicos de un sujeto, y posteriormente tomar acciones que induzcan cambios en su estado físico y emocional.

Los resultados obtenidos en este trabajo, sugieren que como efecto colateral de la reducción en el esfuerzo físico necesario para completar una tarea por medio de asistencia biocooperativa, se produce una mejora significativa sobre la experiencia del usuario. Estas mejoras, se ven reflejadas en las respuestas psicofisiológicas obtenidas sobre los participantes del experimento.

Esta característica usada de manera correcta puede llevar a mejores y más intensas terapias, las cuales a su vez, pueden impulsar el proceso de plasticidad neuronal en el paciente.

Nos encontramos trabajando ahora en un algoritmo de procesamiento e inferencia en línea rápido y robusto para señales de SCR y de SKT. Con estas dos señales sumadas al HR normalizado que ya poseemos, podremos tener una mejor idea del estado “psico emocional” del paciente, para luego planear acciones correctivas más elaboradas sobre el entorno multimodal, y así poder intervenir más directamente sobre la carga psico emocional del sujeto.

Es necesario extender los procesos de validación para las observaciones realizadas en estos experimentos. Sin embargo,

el enfoque promete ser lo suficientemente bueno para justificar su aplicación.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del proyecto de investigación DPI2009-10658, del Ministerio de Ciencia e Innovación de España, y la ayuda VA09, de la Consejería de Sanidad de la Junta de Castilla y León.

REFERENCIAS

- Cristea M., Levin M (2007). Improvement of arm movement patterns and endpoint control depends on type of feedback during practice in stroke survivors, *Neurorehabil Neural Repair*, **vol. 21**, pp. 398-411
- Dietz V., Quintern J., and Berger W. (1981). Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. evidence that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia, *Brain*, **vol. 104**, pp. 431-449.
- Emken J.L. and Reikensmeyer D.J. (2007). Human-robot cooperative movement training: Learning a novel sensory motor transformation during walking with robotic assistance-as-needed, *Neuroeng Rehabil*, pp. 4-8.
- Flash T and Hogan N. (1985). The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model, *The journal of Neuroscience*, **vol. 37**, pp. 1037-1047.
- Goslin B., Olson R., McDonald A., Russi G. and Moudgil V. (2007). Longitudinal modeling of the relationship between age and maximal heart rate, *Medicine Science in Sports Exercise*, **vol. 7**, pp. 822-828.
- Hogan N. (1985). Impedance control: An approach to manipulation. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, **vol. 107**, pp. 1-23.
- Hogan N., Krebs H., Charnnarong J., Srikrishna P. and Sharon A. (1992). Mitmanus: a workstation for manual therapy and training, *Proc. IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, pp. 161-165.
- Kwakkel G. Van Peppen R., Wagenaar R. Wood S and Richards C. (2004). Effects of augmented exercise therapy time after stroke: a metaanalysis, *Stroke*, **vol. 35**, pp. 25-39.
- Lance J., Feldman R., Young R. and Koella W. (1980). “Spasticity: Disordered motor control.” in *Chicago Year book Medical*.
- Lang, P. J. (1980). Behavioral treatment and bio-behavioral assessment: computer applications. In J. B. Sidowski, J. H. Johnson, & T. A. Williams (Eds.), *Technology in mental health care delivery systems* (pp. 119-137). Norwood, NJ: Ablex.
- Lang, P.J (1995). The emotion probe. Studies of motivation and attention. *American Journal of Psychology*, **vol. 50**, 372-385
- Lum P., Burgar C., Shor P., Majmundar M. and der Loos M.V. (2002). Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper limb motor function after stroke, *Arch. Phys. Med. Rehab*, **vol. 83**, no. 7, pp. 952 - 959.
- Novak D, Zihel J, Olensek A, Milavec M, Podobnik J, Mihelj M, and Munih M, “Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke,” *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering* (in press), 2010

- Patton J.L., Stoykov M.E., Kovic M. and Mussa-Ivaldi F.A. (2006). Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors, *Exp Brain Res*, vol. 168, no. 3, pp. 368–383.
- Platz T. (2003). Evidence-based arm rehabilitation: A systematic review of the literature, *Nervenarzt*, vol. 74, no. 10, pp. 841–849.
- Reikensmeyer D., Kahn L., Averbuch M., McKen-Cole A., Schmit B. and Rymer W. (2000). “Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the arm guide,” *Rehab. Res.Dev.*, vol. 37, no. 6, pp. 653–662.
- Riener R., Nef T. and Colombo G. (2005). Robot- aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, pp. 2-10.
- Riener R., Koenig A., Bolliger M., Wieser M., Duschau-Wicke A., Vallery H. (2009). Bio-Cooperative Robotics: Controlling Mechanical, Physiological and Mental Patient States. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 407-412.
- Kyoto International Conference Center, Japan, June 23-26, 2009
- Rodríguez C., Fraile J.C. and Pérez-Turiel J. (2009). Robot adaptive behavior to suit patient needs and enable more intensive rehabilitation tasks, *IEEE International Conference on Mechatronics*, vol. 5, pp. 1-6. Malaga Spain April 14-17, 2009.
- Russell, J.A. (1980). A circumplex model of affect. *Journal of Personality and Social Psychology*, 39, 1161–1178.
- Sánchez R., Wolbrecht E., Smith R., Liu J., Rao S., Cramer S., Rahman T., Bobrow J. and Reinkensmeyer D. (2005). A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: Rationale and mechanical design, *IEEE Int. Conf. Rehab.*, pp. 500–504.
- Sánchez R., Liu J., Rao S., Shah P., Smith R., Rahman T., Cramer S., Bobrow J. and Reinkensmeyer D. (2006). Automating arm movement training following severe stroke: Functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment gentle/s: Robot mediated therapy for stroke patients in a virtual world makes exercising more enjoyable and effective” *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 14, no. 3, pp. 378-389
- Van de Hel P., Driessen B. Oderwald M., Coote S. and Stokes E. (2001). Gentle/s: Robot mediated therapy for stroke patients in a virtual world makes exercising more enjoyable and effective, *Assistive technology - added value to the quality of life AAATE'01*, pp. 256–261.

Apéndice A. CREACIÓN DEL CAMPO DE FUERZAS ANISOTROPICO, POR MEDIO DE LOS TENSORES DE IMPEDANCIA.

La relación entre las variables de esfuerzo y de flujo puede ser descrita en términos de operadores de impedancia. La impedancia de un sistema mecánico $Z(s)$ está definida como el cociente entre la transformada de Laplace del esfuerzo y la transformada de Laplace del flujo.

$$Z(s) = \frac{F(s)}{V(s)} = Ms + B + \frac{K}{s}$$

De la anterior ecuación podemos inferir que la impedancia mecánica tiene tres componentes:

1. **M (Masa-Inercial)** describe la forma en que el sistema se resiste a las aceleraciones, y almacena energía cinética.
2. **B (Amortiguador-Resistiva)** describe el modo en que el sistema se resiste a las velocidades y como el sistema disipará energía.
3. **K (Resorte-Capacitiva)** describe la forma en que el sistema se resiste a los desplazamientos. Almacena energía potencial.

Variando la impedancia mecánica virtual del robot, es posible generar campos de fuerza en forma de túnel (Figura 9), alrededor de un vector de tarea específico.

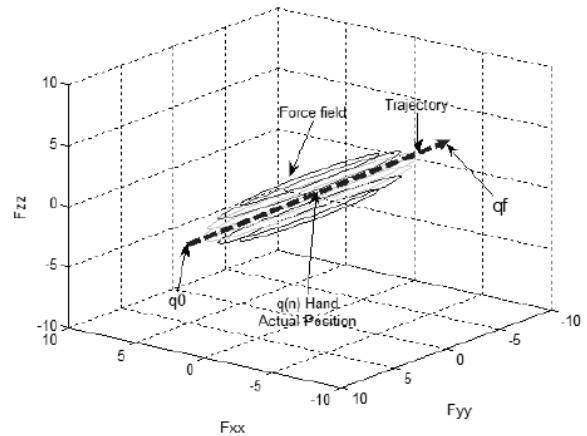


Figura 9. Ejemplo de un campo de fuerza anisotrópico orientado en dirección del vector de la tarea.

Para efectos prácticos de este trabajo, hemos dispuesto los valores de los parámetros de impedancia de la siguiente manera:

$$M = \begin{bmatrix} 0.8 & 0 & 0 \\ 0 & 3.5 & 0 \\ 0 & 0 & 10 \end{bmatrix} Kg$$

$$B = \begin{bmatrix} 150 & 0 & 0 \\ 0 & 188 & 0 \\ 0 & 0 & 1118 \end{bmatrix} \frac{N * s}{m}$$

$$K = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 700 & 0 \\ 0 & 0 & 5000 \end{bmatrix} N * m$$

Gracias a estos valores, el robot logra un comportamiento deseado tal que sobre el eje X (dirección de la tarea) no existen fuerzas de tipo resorte, pero si fuerzas no conservadoras de fricción viscosa, que amortiguan el movimiento. Estos parámetros fueron escogidos con ayuda de un fisioterapeuta experto, quien ayudó a afinar los parámetros en base a su experiencia de campo. Los valores elegidos para el eje Y, son tales que existen fuerzas correctivas en dirección perpendicular a la dirección de la tarea, y su dinámica es la de un oscilador armónico con amortiguación super crítica $\zeta=1.9$. Finalmente, sobre el eje Z, el sistema ofrece una compensación a los efectos de la gravedad sobre el brazo del paciente. Para este se eligió un coeficiente de amortiguación elevado de $\zeta=2.5$ que brinda una mejor sensación de ergonomía y firmeza.